

W1130

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-211180

(43)Date of publication of application : 11.08.1998

(51)Int.Cl.

A61B 5/0452

(21)Application number : 10-000302 (71)Applicant : HEWLETT PACKARD CO  
<HP>

(22)Date of filing : 05.01.1998 (72)Inventor : KWONG MANLIK

(30)Priority

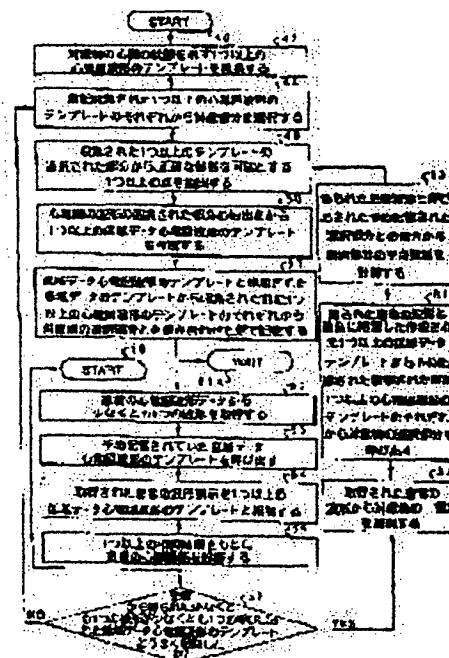
Priority number : 97 792604 Priority date : 31.01.1997 Priority country : US

## (54) METHOD FOR AUTOMATICALLY DIAGNOSING HEART FUNCTION

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an improved method and system capable of diagnosing by a method requiring a reduced load in terms of a computer compared with a conventional method by extracting only data necessary for precise diagnosis from the template of the waveform of an electrocardiogram useful for diagnosis and using the template of the waveform of the electrocardiogram of reduced data for the execution of diagnosis.

**SOLUTION:** The templates of waveform recognized to show the heart state of an object are collected (steps 42 and 52), only data necessary for the precise diagnosis of a state related with the template is extracted from the collected waveforms through the use of a data compression algorithm and a waveform called the template of the waveform of the electrocardiogram of reduced data through the use of extracted data is obtained (steps 48, 50 and 51). Next the template of the waveform of the electrocardiogram of reduced data is mutually correlated and the diagnosis is executed based on the correlating result (steps 52 to 54, 56).



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision  
of rejection]

[Kind of final disposal of application  
other than the examiner's decision of  
rejection or application converted  
registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of requesting appeal against  
examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-211180

(43) 公開日 平成10年(1998) 8月11日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 5/0452

識別記号

F I

A 6 1 B 5/04

3 1 2 A

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平10-302

(22) 出願日 平成10年(1998) 1月5日

(31) 優先権主張番号 7 9 2-6 0 4

(32) 優先日 1997年1月31日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 590000400

ヒューレット・パッカード・カンパニー

アメリカ合衆国カリフォルニア州パロアル

ト ハノーバー・ストリート 3000

(72) 発明者 マンリク・クオン

アメリカ合衆国 オレゴン, コルヴァリ

ス, エヌダブリュー・ミチェリ・ドライブ

2155

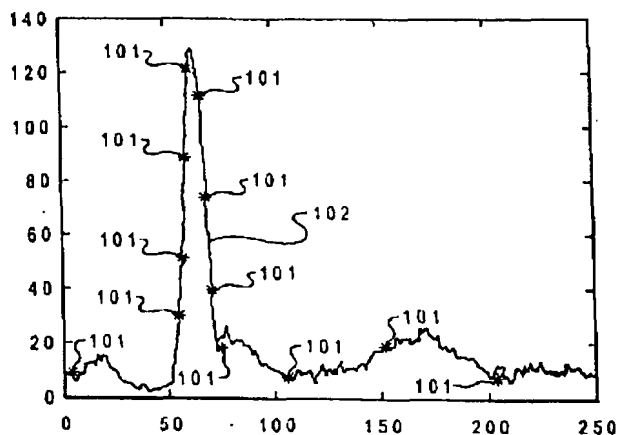
(74) 代理人 弁理士 萩野 平 (外5名)

(54) 【発明の名称】 心臓機能自動診断方法

(57) 【要約】

【課題】 診断に役立つ心電図波形のテンプレートから精密な診断を行うのに必要なデータだけを抽出し、得られる低減データ心電図波形のテンプレートを診断の実行に使用することによって、従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で前述の診断を実施可能な改良された方法とシステムを提供すること。

【解決手段】 対象物の心臓状態を示していると認められる波形のテンプレートを収集し、データ圧縮アルゴリズムを用いて、収集された波形からそのテンプレートに関連付けられる状態の精密診断を行うために必要なデータだけを抽出し、抽出されたデータを用いて低減データ心電図波形のテンプレートと呼ばれる波形を構成する。次に、低減データ心電図波形のテンプレートを患者の心電図波形と相互に相関させ、かつ相関結果に基づいて診断を行う。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図データを基礎とした、改良式心臓機能自動診断方法において、対象物の心臓状態を表していると認められる少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを収集し（42、52）、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する際に、前記選択された部分を前記対象物の心臓状態と一致させて選択し（42、44、53、54、56、57、59、61、63）、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から所定の点群だけを抽出することによって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成し（48、50、51）、前記作成された少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを患者の心電図波形データと相関させることによって前記患者の心臓機能を診断する（52、53、54、56）ことを特徴とする心臓機能自動診断方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、概して、心臓機能の自動化診断を実施するための改良された方法とシステムに係り、とりわけ心臓機能の自動化診断を実施し、かつ従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で自動化診断を実施できる改良された方法とシステムに関する。またより詳細には、本発明は心臓機能の自動化診断を実施するための改良された方法とシステムであって、診断に役立つ心電図波形のテンプレート（template）から精密な診断を行うのに必要なデータだけを抽出し、取得された低減データ心電図波形のテンプレートを診断に使用することによって、従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で前述の診断を実施できる改良された方法とシステムに関する。

## 【0002】

【従来の技術】本発明は、患者の心電図波形データに基づいて、心臓機能を自動的に診断するための従来技術の方法とシステムに対する改良法を提供するものである。該改良法は、電算機的により一層効率的な方法で自動化診断を実行するための方法とシステムとして実現されている。従来技術の範囲内にある方法とシステムでは、自動化診断は、患者の心電図データを高忠実度波形のテンプレートと相互相関させて実施される。本発明は、低減データの波形のテンプレートを作成し使用する、革新的な方法を提示することで従来技術に対する改良を施すもので、前述の自動化診断速度を効果的に一桁高める、電算機的により一層効率的な方法で自動化診断を実行できるようにするものである。

【0003】従来技術も本発明も、心電計として知られる心臓機能を監視するための装置から出力される一定の特定電気信号を利用する。これら一定の特定電気信号をどのように利用するかを理解するためには、心電計および一定の特定電気信号が何に起因するかに関して基本的に理解することが必要である。従って、心電計を理解するために、以下では、（1）心臓の電気化学的および機械的作用、（2）心臓の電気化学的作用が、後で心臓の機械的作用をグラフ表示するために心電計で用いられる電気的エネルギーにどのように変換されるか、（3）一定の特定電気信号（またはリード）が心電計からどのように誘導されるか、について簡単に記述する。

【0004】心臓の機械的作用は、事前に心臓の電気化学的活性化（即ち、活動ポテンシャルの伝播）が行われて起こされる。心臓の電気化学的活性化を人の目に見える形に変える装置、すなわち心電計が心臓の電気化学的活性化の可視表示をもたらす。その可視表示は心電図（EKG）として知られている。

【0005】EKG検査の間は、身体表面に電極群を付着する。この電極群は、電極中の電荷キャリア（電子）が電気化学的交換をによって身体中の荷電キャリア（イオン）と連絡できるように、特殊処理されている。電極群を身体表面に付着させることにより、身体内部の電圧変化を適当に信号増幅した後で記録することができる。EKG器具内の検流計は記録装置として用いる。検流計は、2つの電極間の電位差を記録する。EKGは、単に身体表面上の2つの電極間の電圧差を時間関数として記録したものであり、通常は帯状チャート上に記録される。心臓が静止した心弛緩期にある時は、心臓の細胞は分極されており電荷の移動は起こらない。従って、EKGの検流計は何も振れを記録しない。しかし、心臓が活動ポテンシャルを伝播し始めると、電極下で脱分極が既に起こった電極は、心臓がまだ脱分極していない身体上の領域からの電位差を記録するので検流計が振れる。

【0006】完全な心臓サイクルは、心拍として知られている。EKG上では、正常な心拍は独特の信号を示す。最初に、検流計は、P波として知られる、心房の脱分極によって引き起こされると思われる比較的短時間の丸みのある上方の振れを指示する。これに続き、Q波として知られる小さい鋭い下方の振れがある。次に、R波として知られる、非常に大きくかつ鋭い上方の振れがあり、その後、S波として知られる、鋭くかつ大きい下方の振れがある。これらの波が同時にとられる時、それらはQRS群として知られる。QRS群は、心室の脱分極によって引き起こされると思われる。QRS群に続き、T波として知られる、心室の脱分極によって引き起こされると思われる比較的長時間の丸みのある上方の振れがある。

【0007】実際には、EKGは多数組の電極を用い

る。しかし、これらの電極は、受信信号が以下に述べたものと類似の形状であるように身体の表面に配置される。よく知られている二極対の電極は、典型的には、患者の右腕（RA）、左腕（LA）、右足（RL）（通常、参照用として使用）、および左足（LL）上に配置する。適切に参照された単極電極は、Vリードと呼ばれ、確立された慣習に従い患者の胸部上に解剖学的に配置する。心臓の監視並びに診断において、前述の2つの電極間、または1つの電極と他の電極群の平均との間に現れる電圧差は、心臓の電氣的活性の特異的様相を表し、これは一般にEKGと呼ばれる。電極の特定の組合せをリードと呼ぶ。例えば、標準の12-リード式心電図システムに採用できるリードは、次の通りである。

【0008】

【表1】

$$\begin{aligned} \text{リードI} &= (LA - RA) \\ \text{リードII} &= (LL - RA) \\ \text{リードIII} &= (LL - LA) \\ \text{リードV1} &= V1 - (LA + RA + LL) / 3 \\ \text{リードV2} &= V2 - (LA + RA + LL) / 3 \\ \text{リードV3} &= V3 - (LA + RA + LL) / 3 \\ \text{リードV4} &= V4 - (LA + RA + LL) / 3 \\ \text{リードV5} &= V5 - (LA + RA + LL) / 3 \\ \text{リードV6} &= V6 - (LA + RA + LL) / 3 \\ \text{リードaVF} &= LL - (LA + RA) / 2 \\ \text{リードaVR} &= RA - (LA + LL) / 2 \\ \text{リードaVL} &= LA - (RA + LL) / 2 \end{aligned}$$

【0009】このように、用語「リード」は物理的電線を示すこともあるが、心電計では上述したような一定の電極配置から得られる電気信号を意味する。

【0010】多年にわたり、健康ケアの専門家は一連の知識を構築し、その中で彼等はEKGの変化およびEKGからのデータを別の疾病並びに心臓欠陥に整合させることを学んできた。この整合プロセスは、正式には「心電図検査法 (electrocardiography)」として知られているものである。

【0011】ヒトの心電図学者によって、慣習的に実施されてきた多くの機能を自動化した機械が作り出された。技術者達がこれらの機械を作り得た最も普通の方法の1つは、ヒトの心臓学者の診断を1つ以上の波形のテンプレートの使用を通して近似することであった。1つ以上の波形のテンプレートは、一般には、対象物 (interest) の一定の心臓状態を示すあらかじめ記憶された波形のテンプレートである。

【0012】前述のテンプレートを典型的に使用する方法は次の通りである。最初に、多リード式心電計を特定の患者に付けて心電図検査を始める。次に、1つ以上のリードからEKG波形を得る。そして、対象物の一定の心臓状態を示す1つ以上の波形のテンプレートを患者の

記憶された波形と相互相関させる。波形のテンプレートは、受信波形上で波形のテンプレートを「掃引」し、かつ波形のテンプレートが患者のEKG波形とうまく交差する軌跡を維持することによって、患者のEKG波形と相互相関させる。もし基本テンプレートが患者の受信データとうまく相関されれば、患者はそのテンプレートに関連付けられる心臓状態を有することが決定されるのである。

【0013】診断を自動化するためのこの相関技術は非常によく機能するが、電算機的に負荷がかかる。即ち、テンプレートと波形との双方は、最も顕著なデータが不注意に排除されないことを保証するために、なるべく高速度で典型的にサンプリングされる。即ち、テンプレート内のどのデータが対象物の心臓状態を真に示しているかははっきりさせるのは容易でないことから、診断を実施するのに必要なデータはどれも波形内にそのまま含まれるよう、できるだけ多くのデータを保持しなければならない。不運にもこれは精密診断中に起き、電算機的オーバーヘッドを大幅に増大する多量の冗長データをも含むものである。

【0014】このように、波形のテンプレートから精密診断を実施するのに必要なデータを抽出し、かつ精密診断を実施するのに必要でないデータを破棄し、電算機的に負荷をかけずにより速く精密診断を実施し得る本発明の方法とシステムの必要性が存在することは明らかである。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】よって、心臓機能の自動化診断を実施するための改良された方法とシステムを提供することが、本発明の1つの目的である。

【0016】本発明のもう一つの目的は、心臓機能の自動化診断を実施し、かつ従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で前述の診断を実施可能な改良された方法とシステムを提供することである。

【0017】本発明のさらにもう一つの目的は、心臓機能の自動化診断を実施するための改良された方法とシステムであって、診断に役立つ心電図波形のテンプレートから精密な診断を行うのに必要なデータだけを抽出し、得られる低減データ心電図波形のテンプレートを診断の実行に使用することによって、従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で前述の診断を実施可能な改良された方法とシステムを提供することである。

【0018】

【課題を解決するための手段】上述の目的は、従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で心臓機能の改良型自動化診断を実施するための方法とシステムによって達成される。この方法とシステムの目的は、次の処置によって達成される。第一に、対象物の心臓状態を示していると認められる波形のテンプレートを収集する。第二に、データ圧縮アルゴリズムを用いて、収集波形からそ

のテンプレートが関連付けられる状態の精密診断を行うのに必須のデータだけを抽出し、取得されたデータを用いて低減データ心電図波形のテンプレートと呼ばれる波形を構成する。第三に、低減データ心電図波形のテンプレートを患者の心電図波形と相互に相関させ、かつ相関の結果に基づいて診断を行う。

【0019】本発明の上記並びにその他の目的、特徴、および利点は、以下の詳細な説明で明らかとなる。

#### 【0020】

【発明の実施の形態】以下は、患者の心電図のデータ中に現れる波形を利用し、これに基づいて作用する方法とシステムを説明するものである。前述の議論はどれも、心電図をとる時、患者の心臓機能を表す電気信号のある種の型が現れる、12リード（電気信号）が一般的に使われることから複雑なものとなっている。さらに、連続した心拍の波形が連続した心拍に関連した各リード内に現れる。

【0021】混乱を避けるため、以下では、本発明の方法とシステムを1つのリードについて説明する。好適な実施例での方法とシステムは、存在する1つ以上の心電計リードに同時に適用し得るものであるということを理解すべきである。加えて、以下では、1つの波形に基づく診断を説明しているが、診断は各リード内に連続して現れる心電図波形の幾つか、または全てについて繰返され得る。

【0022】図1は、本発明の方法とプロセスを示す高次の論理フローチャートである。ステップ40は、開始を示す。ステップ42は、対象物の心臓状態を示す1つ以上の心電図波形のテンプレートの収集を示す。好適には、実際に収集されるものは、別々の時間で心電図波形のデータ値であるが、時間サンプリングは非常に高速であるため、概念的には、時間サンプリングした波形は「あたかも」収集された波形がアナログであるかのように考えてよい。従って、以下ではほとんどが別々にサンプリングした波形を「あたかも」アナログであるかのように扱っているが、実際には、アナログ波形ではなくて、むしろ別々に時間サンプリングされたものである。

【0023】次に、収集された1つ以上の波形が、対象物の1つ以上の心臓状態を示す収集された心電図の波形のテンプレートとされる。好適には、対象物の状態として患者の心拍が不規則になりつつあるとなかろうと、急性心筋梗塞やその他の状態を検出するためにこれらを示すあらかじめ記憶された参照テンプレートと収集された波形とを比較しながら前述の波形を走査してもよい。

【0024】ステップ44は、対象物の1つ以上の心臓状態を示す、収集された心電図のそれぞれの波形のテンプレートの中から対象物の1つ以上の部分を選択するプロセスを示す。好適には、対象の選択部分は、QRST群を構成する部分である。

【0025】ステップ48は、収集された心電図のそれ

ぞれの波形のテンプレートの中から選択された対象物の1つ以上の部分の中で、1つ以上の点を抽出することを示す。好適には、これらの点は、連続時間のQRST群の別々の時間近似から抽出されるが、該点は、収集された心電図のそれぞれの波形のテンプレートの中から選択された対象の他の1つ以上の部分の時間サンプリングしたバージョンから抽出してもよい。ステップ48の抽出は、好適には、修正FANデータ圧縮アルゴリズムである抽出用プロセスを使って行う。FANデータ圧縮アルゴリズムは、熟練した当業者には周知である。FANデータ圧縮アルゴリズムは、高忠実度波形から一組の個別データ点を抽出するもので、これらの点は、元の高忠実度波形の複製を作るため後に使用する。好適な実施例において用いられる抽出プロセスは、FANデータ圧縮アルゴリズムによって抽出された個別のデータ点が保持されるように修正されたFANデータ圧縮アルゴリズムである。

【0026】ステップ50は、ステップ48の抽出点から1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートの作成を示す。該低減データ心電図波形のテンプレートは、図2の星印\*101で示されているように点から点への軌跡のように見える。この点から点への軌跡でも精密な診断をもたらすという理由は、ステップ48で用いられた、点を抽出するプロセスが注意深く設計されており、そのために抽出点または保持データが精密な診断を実施するのに必要なものであるからである。ステップ51は、作成された1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートと、作成された1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートが作られた対象物の選択部分とを組合わせた形でメモリに記憶することを示す。換言すれば、ステップ51によって、記憶された低減データテンプレートと、各々の記憶された低減データテンプレートを作成するのに用いられた心電図波形の記憶された選択部分との間で論理的関係を維持することが可能となる。

【0027】作成された1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートと、低減データテンプレートが作成された各波形中の対象物の選択部分とが記憶された後（即ち、ステップ51の完了後）、ステップ51Aの待ち状態となる。

【0028】ステップ40～ステップ51Aの進行と同時に、ステップ58からプロセスが開始され、かつ継続する。ステップ58は、プロセスの第二成分の開始を示す。ステップ52は、患者の心電図波形データから少なくとも1つの心電図波形の表示を取得することを示す。ステップ53は、ステップ50で作成されステップ51でメモリに記憶された低減データ心電図波形のテンプレートのメモリからの呼び出しを示す。ステップ54は、患者の心電図波形データから取得された少なくとも1つの心電図波形表示が、ステップ53で呼び出された1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートと相関され

ることを示す。

【0029】好適には、ステップ54、即ち、患者の波形と1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートとの相関は、「差領域」(area of difference)技術として知られているものを利用して実施される。利用される「差領域」技術では、ステップ53で呼び出された1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートが波形に沿って別々にタイムシフトされる。それぞれタイムシフトされた後、データが相関中の低減データ心電図波形のテンプレートに存在する時間点に対応した患者データ波形の値が、同一時間点で低減データ心電図波形のテンプレートの値から引かれ、これら引き算の結果が合計され、次いで、取得された合計値が引き算が行われたデータ点の総数で割られる。従って、テンプレートと取得された波形とが正確に一致していれば、その合計はゼロとなる。なぜならば、正確に一致する場合、各引き算はゼロとなるからである。連続した差領域計算の記録は、テンプレートが患者データ波形にわたってタイムシフトされるにつれて保存され、差領域の結果が最小値のとき最良の適合であることを示す。なぜなら、差領域の結果が低い程適合がよいからである。この相関は、ステップ53でメモリから呼び出された1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートの各々について実行され、1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートの各々についての該相関の結果は、ステップ56に渡される。

【0030】ステップ56は、患者の波形データが1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートといかにうまく相関されるかを基に患者の心臓機能の診断を示す。診断は、1つ以上の低減データ心電図波形のテンプレートが患者の波形データといかにうまく相関されるかに基づいている。診断結果に要する相関度は、プログラマによって設定され得る可変パラメータである。好適には、0.35、またはそれより良い値が「良好な」相関であると見なされる。

【0031】心拍診断が行われた後、即ちステップ56の完了後、プロセスの分岐の1つはステップ58へ戻り、反復する形で進行する。

【0032】該反復進行と同時に、心拍診断が行われた後、即ちステップ56の完了後、プロセスの別の分岐は、ステップ57に示した判断ブロックに続く。ステップ57は、患者から取得された少なくとも1つの波形が1つ以上の呼び出された低減データ心電図波形のテンプレートとよく相関したかどうかを尋ねる。

【0033】ステップ57で尋ねた質問に対する答えが「YES」なら、新規の低減データ心電図波形のテンプレートから、新規の平均波形がステップ52で取得された患者の波形を用いて計算される。ステップ59は、取得された患者の波形から対象物の一部分を選択することを示す。これは、好適には、QRST群である。ステップ61は、取得された患者の波形と最良の相関の、即

ち、差領域が最低の低減テンプレートを作成するために用いられた各心電図波形テンプレートから、ステップ51であらかじめ記憶された対象物の選択部分の呼び出しを示す。好適には、このステップによって計算されるものは、ステップ51で記憶された、選択されたQRST群の呼び出しである。ステップ63は、呼び出された選択部分と、取得された患者の波形の選択された対象物の選択部分とによる平均波形を計算することを示している。好適には、ステップ63では、呼び出されたQRST群、並びに取得された患者の波形から新たに選択された新規選択のQRST群から平均波形が計算される。この平均波形が作成された後、これはステップ48へ渡される。ステップ48でステップ63の新規に計算された平均波形は、ステップ50において新規の低減データ心電図波形のテンプレートを作り出すために用いられる。その後、ステップ51に渡される時に、新規に作成された低減データ心電図波形のテンプレートがステップ61で呼び出された選択部分からあらかじめ作成された低減データ心電図波形のテンプレートを上書きして置き換えることを除き、およびステップ59で新規に選択された波形部分およびステップ61で呼び出されたあらかじめ記憶された選択部分が新たに作成された低減データ心電図波形のテンプレートと組合わせて記憶されることを除き、プロセスは通常状態で進行する。

【0034】ステップ63は、収集されたそれぞれの心電図波形のテンプレートから選択された対象物の1つ以上の部分による平均波形の作成を示す。また、ステップ63は好適な実施例中には存在するが、本発明においては任意に選択できる。ステップ63は、取得された患者の波形から選択されたQRST群同様、ステップ61で呼び出されたQRST群毎に計算された「平均」QRST群の作成を示す。好適には、この平均を計算するのに直接平均化およびアルファ・トリミング(alpha trimming)の2つの方法がある。しかし、両方法とも平均化を行えるよう全ての波形を同時に基線上に置く必要がある。波形を同時に基線上に置くのには多くの可能な方法があるが、好適には、それぞれの選択波形についてP-Rセグメント(P波の終端とQ波の先頭間の比較的平坦な区分)を決め、次いで各波に対するP-Rセグメントが時間基線上に同時に確実に現れるようにしてこれらのP-Rセグメントについて全ての波形を軸合わせすることにより、これが実行される。波形をこのように軸合わせして、参照値(例えば、 $t=0$ )を選び、かつ基線に沿った種々の時間(例えば、 $t=20\text{ms}$ 、 $40\text{ms}$ 、 $60\text{ms}$ など)での各波形の値を記録する。これらの値が一度このように決められると、直接平均化もしくはアルファ・トリミングのいずれかを実行することができる。直接平均化では、各時間間隔での波形の値が単純に合計され、被平均化波形の数で割られることにより、各サンプル時間での平均値が与えられる。アルファ・トリ

ミングでは、各々の時間サンプルで、波形の値を最小値から最大値まで分類し、中心値から離れた値の幾つか

(例えば、最大値20%および最小値20%)を切り捨てた後に残りの波形値を平均化することを除けば、本質的に同じことが実行される。以上は、平均波形を得ることができる1方法を記述しているが、他の多くの平均化方法が可能であることは当分野で周知である。平均化が一度完了すると、各時間サンプルでの平均値が存在し、該平均値は連続時間平均波形の離散時間近似として用いることができる。即ち、好適には、曲線の当てはめまたは補間が行われず、むしろ離散時間近似が「あたかも」曲線の当てはめまたは補間のように入れられる。

【0035】好適には、波形の選択部分はQRST群を構成するものである。このように、平均化操作によって連続時間平均QRST群に合う離散時間近似が与えられる。

【0036】ステップ57で尋ねた質問に対する答えが「NO」ならば、取得された患者の波形を用いて新規の低減データ心電図波形のテンプレートを計算する。これはステップ44に取得された患者の波形を送ることにより実行され、ステップ44では取得された患者の波形は収集された心電図波形のテンプレートとして処理される。その後、プロセスはその点から普通に進行する。

【0037】図2は、低減データ心電図波形のテンプレート(図3～図7における100)がいかに抽出される心電図波形データ102に関連して見え得るかを示す概念的な説明図である。図2において、低減データ心電図波形のテンプレートを形成するために心電図波形データ102から抽出される臨界点は、星印101のようになる。図2から分かるように、低減データ心電図波形のテンプレート(図3～図7における100)は、心電図波形データ102から抽出された点の集合から成る。

【0038】図3～図7図は、低減データ心電図波形のテンプレートがいかに患者の心電図波形データにわたってタイムシフトされるように見えるかを示すものである。また、図3～図7は低減データ心電図波形のテンプレートを形成すべく抽出された点群によって表され、図2に示した星印101の集合から構成された1つの低減データ心電図波形のテンプレートがいかに患者の心電図波形データ102にわたってタイムシフトされて相関情報を得ることができるかを説明する一続きの説明図である。図では患者の心電図波形データ102がアナログ波形であるかに見えるが、好適には、これは個別にサンプリングされたアナログ波形表示であり、個別サンプル間隔は取得された1つ以上の低減データテンプレートによる個別サンプル波形と同じである。図3は、低減データ心電図波形のテンプレート100と、上述のようにその時間において差領域計算されかつ保存されたある時間t1での患者の心電図波形データ102とを示す。図4は、低減データ心電図波形のテンプレート100と、上

述のようにその時間において差領域計算が再度なされかつ保存されたある時間t2での患者の心電図波形データ102とを示す。図5は、低減データ心電図波形のテンプレート100と、上述のようにその時間において差領域計算が再度なされかつ保存されたある時間t3での患者の心電図波形データ102とを示す。図6は、低減データ心電図波形のテンプレート100と、上述のようにその時間において差領域計算が再度なされかつ保存されたある時間t4での患者の心電図波形データ102とを示す。図7は、低減データ心電図波形のテンプレート100と、上述のようにその時間において差領域計算が再度なされかつ保存されたある時間t5での患者の心電図波形データ102とを示す。時間t3では、低減データ心電図波形のテンプレート100と患者の心電図波形データ102との間の差は、2つの波形がうまく相関することから事実上ゼロであることが分かる。また、時間t1、t2、t4、およびt5では、低減データ心電図波形のテンプレート100の値と患者の心電図波形データ102の値との間にかなり大きい差があることから、これらの時間では差領域計算値は比較的大きな数となるであろうということも分かる。よってこの場合、上述のように、ステップ54で保持されかつステップ56に渡された差領域計算値は、t3で取得されたものとなる。なぜならば、低減データ心電図波形のテンプレート100が患者の心電図波形データ102にわたって走査された時、該差領域計算値は最小の数を示し、従って最良の相関を示すものであったであろう。

【0039】加えて、図2からは実質的に無限のかなりの点からのほんの数点だけが低減データ心電図波形のテンプレートに保存されている、ということが分かる。保存された点群は、対象物の心臓機能の精密な診断を行うために必要なものである。どの点を保存すべきかは、抽出プロセス(好適には、上述のように、修正FANデータ圧縮アルゴリズム)によって決まり、これは図8に叙述した方法とプロセスで作成される。

【0040】図8は、ステップ48においてデータ点が抽出される過程の方法とプロセスとを示す高次の論理フローチャートであることが分かる。ステップ70はこのプロセスの開始を示す。ステップ72は、ルールベースプロセスを用いて対象物の波形区分から一組の点を抽出する操作を示す。ステップ74は、抽出された点からの低減データ心電図波形のテンプレートの作成を示す。ステップ76は、作成された低減データ心電図波形のテンプレートと、対象物の様々な心臓状態を表すことで知られる種々の心電図波形との相関を示す。ステップ78は、ステップ76の相関操作が対象物の一定の心臓状態を他の状態からいかにうまく区別できたかの判定を示す。ステップ76の相関操作によって対象物のある心臓状態が他の心臓状態から適切に区別されたこと、即ち、診断で使用されるに十分な感度と選択性との両方を持つ



ことが判定されれば、ステップ72で行われた抽出プロセスは許容可能となり、該抽出プロセスは、本発明中で用いられるよう保存される。しかし、ステップ78の相関において適切に区別されなかったことが判定されれば、抽出プロセスが基本とするルールはステップ77に示すように変更され、ステップ72～ステップ78が繰返される。ステップ79はプロセスの終了を示す。ステップ79は、抽出プロセスが対象物の心臓状態を他の状態から適切に区別する低減データ心電図波形のテンプレートを作る時に生ずる。

【0041】図9は、本発明を履行するためのシステムの高次の略図示す。図9は、コンピュータ装置を操作する一組のプログラムとしたシステムを示しているが、ソフトウェアとして記述された機能は、ハードウェアまたはファームウェアによっても履行し得るということが、熟練した当業者には認められるであろう。図9には、心電計の多数の電極16が付着された患者14が示されている。心電計の電極16は、伝導ケーブル18を介してEKGモニタ20に接続される。EKGモニタ20は、EKG波形信号を作成し、これが次いでEKGフロントエンド21に送られる。EKGフロントエンド21は、EKG波形信号を信号調整およびフィルタリングし、A/D変換し、そ個別にサンプリングしたEKG波形の流れを出力する。理解を容易にするため、この流れを単に、EKG波形の流れ23と呼ぶ。

【0042】EKG波形の流れ23からの先行波形は、EKG波形形態の高速判定27を実行しているマイクロプロセッサ25へ送られる。、EKG波形形態の高速判定27のためのソフトウェアモジュールは、波形のテンプレート中の対象物の部分を選択するモジュール28と、データ点を抽出するモジュール22と、低減データテンプレートを作成するモジュール29と、患者のデータを低減データテンプレートと相関させるモジュール24と、診断用モジュール26と、および新規のデータテンプレートを作成するモジュール33とが含まれている。

【0043】EKG波形の流れ23からの先行波形は、波形のテンプレート中の対象物の部分を選択するモジュール28へ送られる。波形のテンプレート中の対象物の部分を選択するモジュール28は、ステップ44を実施するのに十分なプログラムを含む。

【0044】対象物の部分が一度選択されると、波形のテンプレート中の対象物の部分を選択するモジュール28は、その対象物の選択部分をデータ点を抽出するモジュール22へ渡す。データ点を抽出するモジュール22は、ステップ48と同一の機能を実行するのに十分なプログラムを含む。

【0045】データ点を抽出するモジュール22が適当な点群を抽出すると、データ点を抽出するモジュール22は該点群を低減データテンプレートを作成するモジュール

29へ渡す。低減データテンプレートを作成するモジュール29は、抽出した点群から低減データテンプレートを作成し、ステップ48～ステップ51においてなされたように作成された前記低減データ波形のテンプレートの各々を記録し、格納するのに十分なプログラムを含む。

【0046】患者のデータを低減データテンプレートと相関させるモジュール24がEKG波形の流れ23を受け取る。患者のデータを低減データテンプレートと相関させるモジュール24は、ステップ58、ステップ53、およびステップ54を実施するのに十分なプログラムを含む。EKG波形の流れ23における各連続波形に関して、患者のデータを低減データテンプレートと相関させるモジュール24は、現在メモリに記憶されている低減データテンプレートについて低減データテンプレートを作成するモジュール29に尋ねる。この問合せに回答して、低減データテンプレートを作成するモジュール29は、記憶されている低減データ心電図波形のテンプレートを、ステップ54の相関を実行するのに十分なプログラムを有している患者のデータを低減データテンプレートと相関させるモジュール24へ送る。低減データテンプレートを作成するモジュール29から受け取った各低減データテンプレートについて前述の相関が実行されると、患者のデータを低減データテンプレートと相関させるモジュール24は、各種の波形に対する相関の結果を診断用モジュール26へ渡す。診断用モジュール26は、ステップ56およびステップ56からステップ58までのループバックを実行するのに十分なプログラムを含む。次いで、診断用モジュール26は、この相関の結果を用いて1つの結果を現在の心臓機能を表示するデバイス32へ出力する。現在の心臓機能を表示するデバイス32は、点滅ライト、ブザー、または有効なその他の任意のアラームのような適当な手段によって現在の心臓機能の発生を表示する。

【0047】現在の心臓機能を表示するデバイス32への出力と同時に、診断用モジュール26は各低減データ心電図波形のテンプレートについての相関の結果を新規のデータテンプレートを作成するモジュール33へも送る。新規のデータテンプレートを作成するモジュール33は、ステップ57、ステップ59、ステップ61、およびステップ63を実行するのに十分なプログラムを含む。そして、新規のデータテンプレートを作成するモジュール33は、ステップ57の判定ブロックに対応するプログラミング処理の結果に対応して、取得された患者の波形を波形のテンプレート中の対象物の部分を選択するモジュール28へ出力するか、または新規に計算された平均波形選択部分をデータ点を抽出するモジュール22へ出力する。波形のテンプレート中の対象物の部分を選択するモジュール28は、取得された患者の波形を受け取り、かつステップ48～ステップ51を実行するプ

ログラムを含む。データ点を抽出するモジュール22は、新規に計算された平均波形選択部分を受け取り、かつ図1のステップ59、ステップ61、およびステップ63に続いて、説明された修正方法でステップ48～ステップ51を実施するのに十分なプログラムを含む。

【0048】本発明の好ましい実施形態について、図示および説明したが、形状および詳細の様々な変更を行ってもよいということは、熟練した当業者に理解されるであろう。

【0049】以下に本発明の実施の形態を要約する。

1. 心電図データを基礎とした改良式心臓機能自動診断方法において、対象物の心臓状態を表していると認められる少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを集集し(42、52)、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する際に、前記選択された部分を前記対象物の心臓状態と一致させて選択し(42、44、53、54、56、57、59、61、63)、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から所定の点群だけを抽出することによって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成し(48、50、51)、前記作成された少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを患者の心電図波形データと相関させることによって前記患者の心臓機能を診断する(52、53、54、56)心臓機能自動診断方法。

【0050】2. 対象物の心臓状態を表していると認められる少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを集集する前記ステップが、さらに複数の患者から心電図波形データを得て(42)、複数の患者から取得された前記心電図波形データ中のどの特定波形が前記対象物の心臓状態を表しているかを決定し(42)、対象物の心臓状態を表していると認められる前記少なくとも1つの心電図波形のテンプレートとして、前記対象物の心臓状態を表していると認められる複数の患者からの前記心電図波形データ中の特定波形を集集する(42)上記1記載の心臓機能自動診断方法。

【0051】3. 前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する前記ステップが、さらに前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレート中の少なくとも1つの臨界データ点を識別する際に(42、44、53、54、56、57)、前記識別された少なくとも1つの臨界データ点が、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを組合わせる前記対象物の心臓状態の存在に関して高い識別力を持ち、前記識別ステップに応じて、前記識別された少なくとも1つの臨界データ点を含む前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する(44、61、63)上記1記載の心臓機能自

動診断方法。

【0052】4. 前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から所定の点群だけを抽出することによって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成する前記ステップが、さらに前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から少なくとも1つの点が抽出され

(48、72、74、76、77、78)、前記抽出された少なくとも1つの点によって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分を識別する、前記対象物の心臓状態の精密診断ができ、前記抽出された少なくとも1つの点から前記少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成する(50、51)上記1記載の心臓機能自動診断方法。

【0053】5. 前記作成された少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを前記患者の心電図波形データと相関させることによって前記患者の心臓機能を診断する前記ステップが、さらに前記患者の心電図波形データから少なくとも1つの波形表示を得て(52)、前記少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを前記患者の心電図波形データから取得された前記少なくとも1つの波形の表示と相関させ(53、54)、前記相関させるステップの結果に応じて、前記患者の心臓機能を診断する(56)上記1記載の心臓機能自動診断方法。

【0054】6. 心電図データを基礎とした改良式心臓機能自動診断システムにおいて、対象物の心臓状態を表していると認められる少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを収集する装置(16、18、20)と、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する際に、前記選択された部分を前記対象物の前記心臓状態と一致させて選択する装置(29)と、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から所定の点群だけを抽出することによって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートから少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成する装置(29)と、前記作成された少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを患者の心電図波形データと相関させることによって前記患者の心臓機能を診断する装置(26)とを具備する心臓機能自動診断システム。

【0055】7. 対象物の心臓状態を表していると認められる少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを収集する前記装置が、さらに複数の患者から心電図波形データを得る装置(16、18、20)と、複数の患者から取得された前記心電図波形データ中のどの特定波形が前記対象物の心臓状態を表しているかを決定する装置

(42)と、対象物の心臓状態を表していると思われる前記少なくとも1つの心電図波形のテンプレートとして、前記対象物の心臓状態を表していると思われる複数の患者からの前記心電図波形データ中の特定波形を収集する装置(16、18、20)とを具備する上記6記載の心臓機能自動診断システム。

【0056】8. 前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する前記装置が、さらに前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレート中の少なくとも1つの臨界データ点を識別する装置であって、前記識別された少なくとも1つの臨界データ点が、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートを組み合わせる前記対象物の心臓状態の存在に関して高い識別力を持つ装置(28; 16、18、20、21、24、26)と、前記識別装置に応じて、前記識別された少なくとも1つの臨界データ点を含む前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの部分を選択する装置(33)とを具備する上記6記載の心臓機能自動診断システム。

【0057】9. 前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から所定の点群だけを抽出することによって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成する前記装置が、さらに前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分から少なくとも1つの点を抽出する装置であって、前記抽出された少なくとも1つの点によって、前記収集された少なくとも1つの心電図波形のテンプレートの前記選択された部分が識別される前記対象物の心臓状態の精密診断ができる装置(22)と、前記抽出された少なくとも1つの点から前記少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを作成する装置(29)とを具備する上記6記載の心臓機能自動診断システム。

【0058】10. 前記作成された少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを前記患者の心電図波形データと関連させることによって前記患者の心臓機能を診断する前記装置が、さらに前記患者の心電図波形データから少なくとも1つの波形表示を得る装置(24)と、前記少なくとも1つの低減データ心電図波形のテンプレートを前記患者の心電図波形データから取得された前記少なくとも1つの波形の表示と関連させる装置(24)と、前記関連させる装置に応じて、前記患者の心臓機能を診断する装置(26)とを具備する上記6記載の心臓機能自動診断システム。

【0059】

【発明の効果】上述のように本発明の心臓機能自動診断方法によれば、診断に役立つ心電図波形のテンプレート

から精密な診断を行うのに必要なデータだけを抽出し、取得された低減データ心電図波形のテンプレートを診断に使用することによって、従来よりも電算機的に負荷のかからない方法で前述の診断を実施できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の方法とプロセスを示す高次の論理フローチャートを示す図である。

【図2】低減データ心電図波形のテンプレートがどのように抽出された心電図波形データに関連しているかを示す概念図である。

【図3】低減データ心電図波形のテンプレートがどのようにタイムシフトされる患者の心電図波形データに見えるかを示す図である。

【図4】低減データ心電図波形のテンプレートがどのようにタイムシフトされる患者の心電図波形データに見えるかを示す図である。

【図5】低減データ心電図波形のテンプレートがどのようにタイムシフトされる患者の心電図波形データに見えるかを示す図である。

【図6】低減データ心電図波形のテンプレートがどのようにタイムシフトされる患者の心電図波形データに見えるかを示す図である。

【図7】低減データ心電図波形のテンプレートがどのようにタイムシフトされる患者の心電図波形データに見えるかを示す図である。

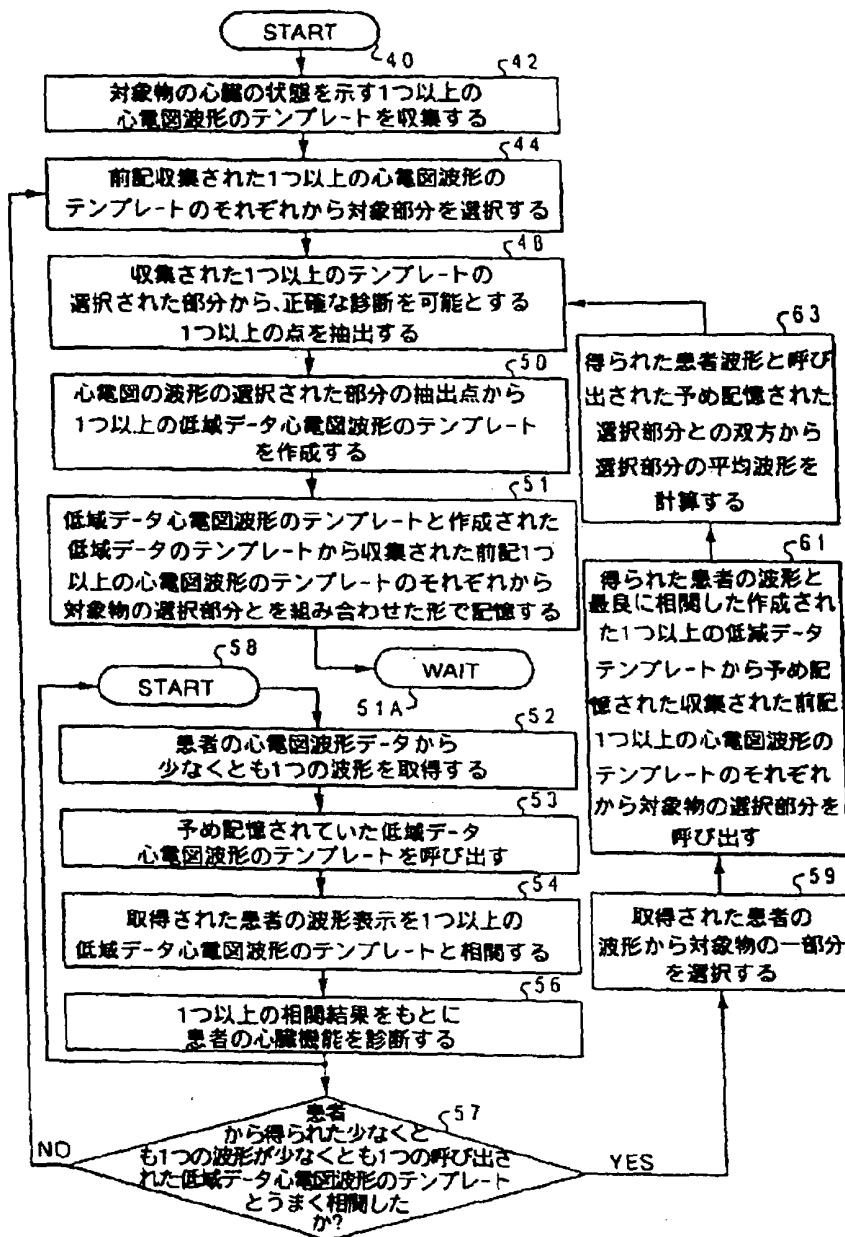
【図8】データ点が抽出される工程の方法とプロセスを示す高次の論理フローチャートを示す図である。

【図9】本発明を実行するための高次のシステムブロック図である。

【符号の説明】

- 14 患者
- 16 電極
- 18 伝導ケーブル
- 20 EKGモニタ
- 21 EKGフロントエンド
- 22 データ点を抽出するモジュール
- 23 EKG波形の流れ
- 24 患者のデータを低域データテンプレートと関連させるモジュール
- 25 マイクロプロセッサ
- 26 診断用モジュール
- 27 EKG波形形態ソフトウェアモジュール
- 28 対象物の部分を選択するモジュール
- 29 低域データテンプレートを作成するモジュール
- 32 現在の心臓機能を表示するデバイス
- 33 新規のデータテンプレートを作成するモジュール
- 100 低域データ心電図波形テンプレート
- 102 心電図波形データ

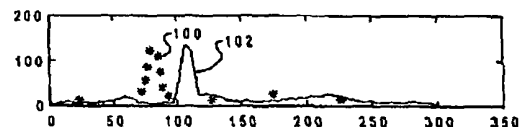
【図1】



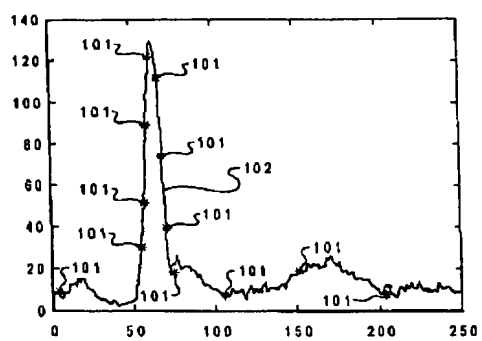
【図3】



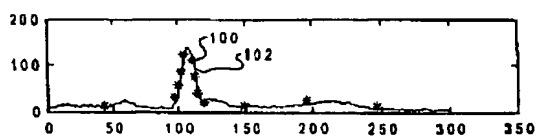
【図4】



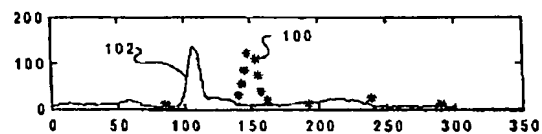
【図2】



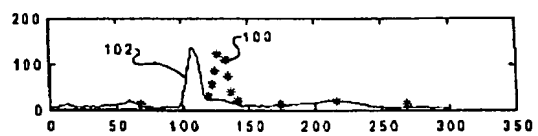
【図5】



【図7】



【図6】



【図9】

